

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 10-143652

(43)Date of publication of application : 29.05.1998

(51)Int.Cl. G06T 3/00
A61B 5/055
A61B 6/03
G06T 1/00

(21)Application number : 08-303270

(71)Applicant : TOSHIBA IYOU SYST ENG KK
TOSHIBA CORP

(22)Date of filing : 14.11.1996

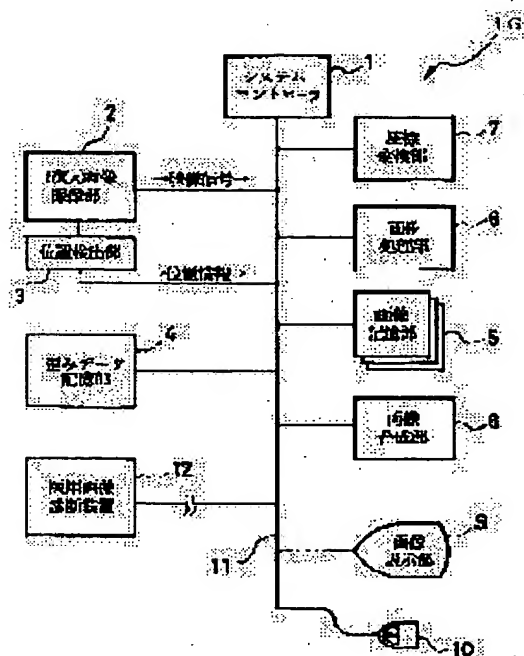
(72)Inventor : TANAKA HIROKO

(54) MEDICAL IMAGE COMPOSING DEVICE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To inexpensively solve the deviation between images which is caused by a two-dimensional image when a three-dimensional medical image and the two-dimensional image are simultaneously displayed by performing distortion correction of the three-dimensional medical image after coordinate transformation based on distortion data and simultaneously displaying the three-dimensional medical image and the two-dimensional image.

SOLUTION: An image processing part 6 generates a surface display image and a cross section image (MPR image) which are used for image composition from three-dimensional medical image data that is stored in an image storing part 5. A coordinate transforming part 7 undergoes coordinate transformation of the three-dimensional medical image (medical image data) which is stored in the part 5 so that the photographic position of the three-dimensional medical image may be the same with the one of the two-dimensional image that is picked up by a two-dimensional image photographing part 2. An image composing part 8 performs distortion correction of the three-dimensional medical image after the coordinate transformation based on optical distortion data and also performs image composition of the two-dimensional image and the three-dimensional medical image after the distortion correction. An image displaying part 9 shows an image that is composed by the part 8.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision
of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2000 Japan Patent Office

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平10-143652

(43) 公開日 平成10年(1998) 5月29日

(51) Int.Cl. ⁹	識別記号	F I		
G 0 6 T 3/00		G 0 6 F 15/66	3 6 0	
A 6 1 B 5/055		A 6 1 B 6/03	3 6 0 G	
	6/03		3 8 0	
G 0 6 T 1/00	3 6 0	G 0 6 F 15/62	R	
			3 9 0 B	
審査請求 未請求 請求項の数6 O L (全 9 頁)				

(21) 出願番号 特願平8-303270

(22) 出願日 平成8年(1996)11月14日

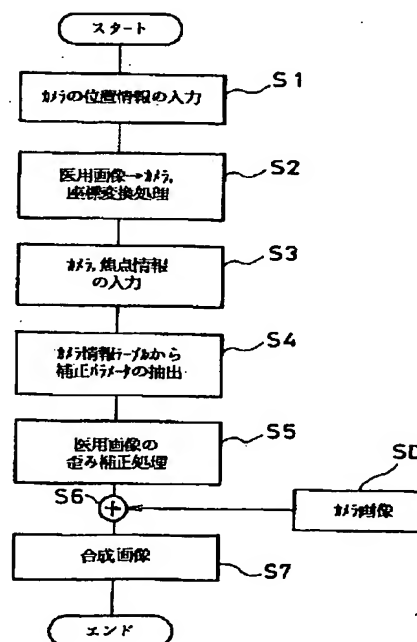
(71) 出願人 594164531
東芝医用システムエンジニアリング株式会
社
東京都北区赤羽2丁目16番4号
(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
神奈川県川崎市幸区堀川町72番地
(72) 発明者 田中 裕子
栃木県大田原市下石上1385番の1 東芝メ
ディカルエンジニアリング株式会社内
(74) 代理人 弁理士 三好 秀和 (外3名)

(54) 【発明の名称】 医用画像合成装置

(57) 【要約】

【課題】 3次元医用画像と2次元画像とを同時表示する際に、2次元画像に起因する画像間のズレを安価に解消する医用画像合成装置を提供する。

【解決手段】 3次元医用画像と2次元画像とを同時表示する際に、2次元画像に起因する画像間のズレを、3次元医用画像を補正することにより無くす。従って、術者等は一見して被検体(患者)の所望患部のズレの無い有用情報を得ることができる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 医用画像診断装置によって撮影された被検体の3次元医用画像を記憶する3次元医用画像記憶手段と、

前記被検体と同一被検体の2次元画像を供給する2次元画像供給手段と、

該2次元画像供給手段から供給される2次元画像の前記被検体に対する位置を検出する位置検出手段と、

該位置検出手段が検出した前記被検体の位置に対して、同位置になるように前記3次元医用画像記憶手段に記憶された前記被検体の3次元医用画像を座標変換する座標変換手段と、

前記2次元画像供給手段から供給される2次元画像の固有の光学的歪みに関するデータを記憶する歪みデータ記憶手段と、

該歪みデータ記憶手段に記憶された歪みデータに基づき、前記座標変換後の3次元医用画像を歪み補正する3次元医用画像補正手段と、

該3次元医用画像補正手段により補正された3次元医用画像と前記2次元画像供給手段から供給される2次元画像とを同時に表示する表示手段とを備えたことを特徴とする医用画像合成装置。

【請求項2】 前記2次元画像供給手段は、2次元画像を記憶する2次元画像記憶手段であることを特徴とする請求項1記載の医用画像合成装置。

【請求項3】 前記2次元画像供給手段は、2次元画像を撮影し供給する2次元画像撮影手段であることを特徴とする請求項1記載の医用画像合成装置。

【請求項4】 前記表示手段に前記2次元画像と補正後の3次元医用画像とを同時表示する際に、前記2次元画像と補正後の3次元医用画像との合成領域を任意に設定する合成領域設定手段を備えたことを特徴とする請求項1乃至請求項3記載の医用画像合成装置。

【請求項5】 前記表示手段に前記2次元画像と補正後の3次元医用画像とを重ね合せて表示する際に、前記2次元画像と補正後の3次元医用画像との合成割合を任意に設定する合成割合設定手段を備えたことを特徴とする請求項1乃至請求項3記載の医用画像合成装置。

【請求項6】 前記表示手段に前記2次元画像と補正後の3次元医用画像とを同時表示する際に、前記2次元画像と補正後の3次元医用画像のいずれか一方の画像上で特定の部位を指定した場合に、該特定の部位に対応する他方の画像上にマークを表示させるマーク表示制御手段を備えたことを特徴とする請求項1乃至請求項3記載の医用画像合成装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、医用画像合成装置に係り、特に3次元医用画像と2次元画像とを合成表示する医用画像合成装置に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、外科手術を支援する目的で、手術の進入位置を前もって撮影された医用画像上にマーキングして表示する医用ナビゲーションシステムの開発が進められている。一方、脳外科、耳鼻科領域では、顕微鏡下での手術が行われ、また、患者への侵襲が少ないという理由から内視鏡下での手術も普及してきている。

【0003】これら顕微鏡下、内視鏡下の手術では、術者の視野が限定されることもあり、手術中に、現時点の手術の進入位置がどこであるかをリアルタイムで確認することが、手術の安全性、確実性といった点から要求される。本願発明の発明者は、このような内視鏡下、顕微鏡下の手術を支援する目的の医用ナビゲーションシステムを、特願平7-337256号（名称「医用ナビゲーションシステム」）で提案した。該提案は、内視鏡、顕微鏡、ビデオカメラ等により得た画像と、前もって撮影された医用画像（X線CT装置、MRI装置、核医学装置等の3次元医用画像）との位置関係を随時算出し、同位置、同方向の画像を表示するものである。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】ところで、内視鏡、顕微鏡、ビデオカメラ等で撮影した2次元画像には、光学レンズの特性等により、前記2次元画像に歪みが存在することがある。従って、前記ビデオカメラ等の2次元画像と医用画像から作成した3次元医用画像、断面画像を重ね合わせたり、合成して表示する際には、ズレが生じることがある。

【0005】このズレをなくす手段として、「レンズ、カメラの製造段階で歪みを無くす」ということが考えられる。しかし、この手段は膨大なコストを必要とし、ビデオカメラ等が高価になってしまう。

【0006】また、術者の視野を広げるためにビデオカメラ等による2次元画像を故意に歪める場合があり、この場合も前記重ね合せを行うとズレが生じる。そこで、本発明の目的は、3次元医用画像と2次元画像とを同時表示する際に、2次元画像に起因する画像間のズレを安価に解消する医用画像合成装置を提供することである。

【0007】

【課題を解決するための手段】前記課題を解決するために、請求項1記載の発明は、医用画像診断装置によって撮影された被検体の3次元医用画像を記憶する3次元医用画像記憶手段と、前記被検体と同一被検体の2次元画像を供給する2次元画像供給手段と、該2次元画像供給手段から供給される2次元画像の前記被検体に対する位置を検出する位置検出手段と、該位置検出手段が検出した前記被検体の位置に対して、同位置になるように前記3次元医用画像記憶手段に記憶された前記被検体の3次元医用画像を座標変換する座標変換手段と、前記2次元画像供給手段から供給される2次元画像の固有の光学的歪みに関するデータを記憶する歪みデータ記憶手段と、

該歪みデータ記憶手段に記憶された歪みデータに基づき、前記座標変換後の3次元医用画像を歪み補正する3次元医用画像補正手段と、該3次元医用画像補正手段により補正された3次元医用画像と前記2次元画像供給手段から供給される2次元画像とを同時に表示する表示手段とを備えたことを特徴とする。

【0008】請求項1記載の発明によれば、位置検出手段は、2次元画像供給手段から供給される2次元画像の被検体に対する位置を検出する。座標変換手段は、検出された前記2次元画像の被検体の位置に対して、同一の位置になるように3次元医用画像記憶手段に記憶された同一被検体の3次元医用画像を座標変換する。3次元医用画像補正手段は、歪みデータ記憶手段に記憶された2次元画像固有の光学的歪みに関するデータに基づき、座標変換後の3次元医用画像を補正する。表示手段は、補正後の3次元医用画像と、2次元画像供給手段から供給される2次元画像とを同時に表示する。

【0009】また、請求項2記載の発明は、前記2次元画像供給手段は、2次元画像を記憶する2次元画像記憶手段であることを特徴とする。請求項2記載の発明によれば、2次元画像供給手段は2次元画像を記憶する2次元画像記憶手段なので、過去に記憶した2次元画像をも手術等に活用することができる。

【0010】また、請求項3記載の発明は、前記2次元画像供給手段は、2次元画像を撮影し供給する2次元画像撮影手段であることを特徴とする。請求項3記載の発明によれば、2次元画像供給手段は2次元画像を撮影し供給する2次元画像撮影手段（例えば、ビデオカメラ）なので、リアルタイムの2次元画像を手術等に活用できる。

【0011】また、請求項4記載の発明は、前記表示手段に前記2次元画像と補正後の3次元医用画像とを同時表示する際に、前記2次元画像と補正後の3次元医用画像との合成領域を任意に設定する合成領域設定手段を備えたことを特徴とする。請求項4記載の発明によれば、例えば、図7(A)に示すように、2次元画像と補正後の3次元医用画像との合成領域を任意に設定できる。

【0012】また、請求項5記載の発明は、前記表示手段に前記2次元画像と補正後の3次元医用画像とを重ね合わせて表示する際に、前記2次元画像と補正後の3次元医用画像との合成割合を任意に設定する合成割合設定手段を備えたことを特徴とする。請求項5記載の発明によれば、2次元画像と補正後の3次元医用画像との合成割合（例えば、濃度、色等）を任意に設定できる。

【0013】また、請求項6記載の発明は、前記表示手段に前記2次元画像と補正後の3次元医用画像とを同時表示する際に、前記2次元画像と補正後の3次元医用画像のいずれか一方の画像上で特定の部位を指定した場合に、該特定の部位に対応する他方の画像上にマークを表示させるマーク表示制御手段を備えたことを特徴とす

る。請求項6記載の発明によれば、例えば、図7(B)に示すように、ビデオカメラ画像に対して所望の箇所をマウスカーソルで指示すると、対応する3次元医用画像に基づく表面表示画像上の箇所にマーク（例えば、+マーク）が表示される。

【0014】

【発明の実施の形態】以下、本発明の医用画像合成装置を図示の実施形態例に基づいて説明する。

【0015】(I) ハードウェア構成

図1は本実施形態例のハードウェア構成を示すブロック図である。図1に示すように、医用画像合成装置IGは、システム全体を管理するシステムコントローラ(CPU)1と、顕微鏡画像、内視鏡画像、ビデオカメラ画像等の2次元画像を撮影する2次元画像撮影部2と、該2次元画像撮影部2が被検体に対してどの位置にあるかを検出する位置検出部3と、前記2次元画像撮影部（例えば、ビデオカメラ）の固有の光学的歪みデータを記憶した歪みデータ記憶部4と、X線CT装置、MRI装置、SPECT装置、核医学装置等の医用画像診断装置12が撮影した3次元の医用画像データを保存する画像記憶部5とを備えている。

【0016】更に医用画像合成装置IGは、前記画像記憶部5に保存された3次元医用画像データから次に説明する画像合成に用いられる表面表示画像、断面画像(MPR画像)を作成する画像処理部6と、前記2次元画像撮影部2が撮影した2次元画像の撮影位置に対し、同一撮影位置になるように画像記憶部5に保存された3次元医用画像(医用画像データ)を座標変換する座標変換部7と、座標変換後の3次元医用画像を、前記光学的歪みデータに基づいて歪み補正すると共に、前記2次元画像と歪み補正後の3次元医用画像との画像合成を行う画像合成部8と、該画像合成部8が合成した画像を表示する画像表示部9と、該画像表示部9に表示された画像の合成領域の選択(次に説明する)等を行うマウス10と、各装置を接続するバス11等を備えている。前記医用画像診断装置12は、医用画像合成装置IGに対してオンラインで接続されている。

【0017】(II) 動作説明

以下、本実施形態例の動作を、(1)座標変換、(2)カメラ画像の歪み、(3)合成画像の作成、(4)画像表示例に分けて説明する。

【0018】(1) 座標変換

本座標変換の概要趣旨は次の通りである。例えば、同一被検体の同一箇所（例えば、頭部）の3次元医用画像と2次元画像とを比較表示する。該2次元画像が例えば側頭部画像であると仮定すると、3次元医用画像も同一方向から撮影した側頭部画像でないと、比較をするのが困難である。そこで、3次元医用画像から抽出した画像が、2次元画像に対して同一位置（例えば、側頭部）から見た画像になるように、画像変換する。

【0019】図2は、医用画像（3次元医用画像）TDが、ビデオカメラ画像（2次元画像）SDと同一位置から見た画像となるように、座標変換を行う場合の概念図である。図2に示すように、医用画像診断装置12（図1参照）は、被検体Hを連続した断層像として撮影する（3次元医用画像）。該3次元医用画像に対して、符号U1に示すように、「X-Y-Z」の座標系を設定する。一方、2次元画像撮影部2としてビデオカメラ2aを使用した場合に、該カメラ2aの設置位置に対して、符号V1に示すように、「X'-Y'-Z'」の座標系を設定する。該カメラ2aのZ'軸を被検体Hの方向にとれば、被検体Hの画像（この図では側頭部画像）は、符号V2に示すように、「X'-Y'」座標上に存在する。

【0020】医用画像（3次元医用画像）TDもカメラ画像（2次元画像）SDも、同一被検体Hに対して得られた画像であるので、「X-Y-Z」座標と「X'-Y'-Z'」座標との間で所定の座標変換を行えば、3次元医用画像に基づき、例えばビデオカメラ画像に相当する2次元画像を抽出することができる。この座標変換については、前記特願平7-337256号で提案した方式で行う。

【0021】ここで、特願平7-337256号の座標変換を、本実施形態例に適用する方法を説明する。座標変換部7は3次元医用画像TDから被検体Hの側頭部の外形形状（外形輪郭）を抽出し（図3（B）参照）、この抽出画像と、ビデオカメラ2aでリアルタイムで撮影中の被検体Hの外形形状（形状情報）（図3（A）参照）との相関を求めることによって、3次元医用画像TDと2次元画像SDとの位置関係を求める。

【0022】次に、この位置関係の求め方を説明する。

画素分のベクトル（ C_x, C_y, C_z ）、行方向の1画素分のベクトル（ R_x, R_y, R_z ）が撮影情報として与えられ、外形輪郭にあたる画素が列方向でi

目、行方向でj番目の位置にある場合、この画素の座標は

【数2】（ $0x + C_x * i + R_x * j, 0y + C_y * i + R_y * j, 0z + C_z * i + R_z * j$ ）となる。

【0026】画像上の外形形状と被検体Hの外形形状との相関は、画像上の各外形輪郭点から一番近い計測外形形状までの点間の距離の平均或いは平均二乗和として計算する。従って、相関値が小さいほど2つの外形形状が一致することになる。

【0027】このとき注意しなくてはならないのが、比較、相関をとる領域が同一でなくてはならないことである。例えば、3次元医用画像TDの撮影領域が下顎部分から頭頂まで頭全体にわたるのに対して、鼻から頭頂にかけの頭の前方部分の限られた領域しか形状計測ができなかった場合等では、3次元医用画像TDから抽出した

先ず、3次元医用画像TDからの被検体Hの外形輪郭（図3（B））の抽出を行うには、3次元医用画像TDを対象として閾値によって被検体Hの実体部分とその他の背景（空気）の部分を区別する。閾値の決定には、3次元医用画像TDのヒストグラム（画像の信号値に対する画素数の分布をグラフ化したもの）を求め、背景部分のモード値と背景部分のピークの半値幅より次式によって算出する。

【0023】

10 【数1】 閾値 = 背景部分のモード値 + $k \times$ 背景部分のピーク値の半値幅

k：経験値

被検体Hの実体部分の信号値が背景の信号値よりも大きい場合は、 $k = 2.5$ である。

15 【0024】3次元医用画像TD中で閾値より高い値をもつ画素に“1”、閾値よりも低い値をもつ画素に“0”を割り当てることによって、被検体Hの実体部分と背景（空気）部分が“1”または“0”の値で区別される。“1”または“0”で表された3次元医用画像TDの“1”と“0”の境界を抽出することにより、被検体Hの外形抽出が可能となる（図3（B）参照）。なお、境界抽出法については、画像処理関連の文献に多々紹介されている。

20 【0025】抽出された被検体Hの外形輪郭（図3（B）参照）は、3次元医用画像TD上の画素の集合として表現される。この輪郭画素の座標は3次元医用画像TDのもつ座標系に従って以下のように求められる。図4に示すように、画像の第一画素の座標（ $0x, 0y, 0z$ ）と列方向の1

30 【外1】

35 輪郭点に対応する形状情報が無い場合がある。このときは、計測した形状情報に対応させるため、相関の計算を行う輪郭点の制限が必要となる。

【0028】これには、用いる3次元医用画像TDから作成した三次元表面表示画像（図4参照）を画像処理部6にて作成し、操作者が画像表示部9に表示されたこの三次元表面表示画像を見ながら領域の選択を行うようにする。領域の選択手段としては、図1中に示すマウス10によって画像表示部9上の（円形、矩形、自由形状）領域を指定するようにする。

45 【0029】次に、以上のようにして求めた形状の相関に基づき、3次元医用画像TDと2次元画像SDとの位置関係を次のようにして導き出す。3次元医用画像TDは医用画像診断装置12に基づく座標系（X-Y-Z）に存在し、2次元画像SDはカメラ2aに基づく座標系（X'-Y'-Z'）に存在する。

【0030】

【外2】

この2つの座標系の間の関係は、変換行列Tによって表現される。これらの座

標系がいずれも実寸法の座標系である場合には、変換行列は、三軸方向の回転と三軸方向の平行移動によって表現される。

【0031】

【外3】

$$T = R_x \cdot R_y \cdot R_z \cdot S_x \cdot S_y \cdot S_z$$

R_x : X軸まわりの回転行列

R_y : Y軸まわりの回転行列

R_z : Z軸まわりの回転行列

S_x : X軸方向の移動行列

S_y : Y軸方向の移動行列

S_z : Z軸方向の移動行列

トルで表現して P_1 と表すことにする。

変換行列Tによってこの点は固定器具22の座標系上に変換される。変換さ

た点の座標に一番近い計測外形の点を探索し、2つの点間の距離を計算する。

【0032】この処理を指定された領域内にある全ての

ここで、3次元医用画像TDから抽出された輪郭画素を
50 P_1 、この画素の座標を位置ベク

【外4】

輪郭画素について全て求め相関値Cを算出する。

【0033】

【外5】

相関値Cが最小となる変換行列Tが医用画像と患者実体との位置関係を表す。

変換行列Tの算出は、相関値Cを変換行列Tである関数であると考え、関数Cが

最小値をとるときの変数Tを求めることと等しい。この問題は数値計算の分野で

は最適化と呼ばれ、現在までに最急降下法、やきなまし法、滑降シンプレックス法等様々な方法が提案されている。最適化の方法としてこれら既に提案されている方法

【0034】(2) カメラ画像の歪み

カメラ画像(2次元画像)SDにはレンズ系の歪みと焦点位置によって決定される透視投影による歪み(例えば、遠くは小さく見え、近くは大きく見える)が存在する。従って、3次元医用画像TDの座標系とカメラ画像SDの座標系間の座標変換は、単純な回転、平行移動で済まる変換とはならず、歪みの補正が含まれた変換となる。一般に、カメラ画像SDの幾何補正は、写真計測、ロボットの目等のコンピュータビジョンの分野で様々な方式が提案されている。これらの多くは、各カメラの焦点距離毎に既知のパターンを撮影し、写ったパターンの形状から、補正パラメータを数学的に求める方法がとられている(カメラキャリブレーションと称されている)。この方法については、一般的な方法であるので、本実施形態例では特に方式を限定しない。

【0035】(3) 合成画像の作成

図5は本実施形態例の合成画像作成の流れを示すフローチャートである。予め、使用する顕微鏡、内視鏡、ビデオカメラ等のレンズ系の歪みの補正パラメータを各焦点

距離毎に求めておき、図6に示すカメラ情報テーブルとして歪みデータ記憶部4に記憶しておく。

30 【0036】図5に示すように、位置検出部3により2次元画像撮影部(ビデオカメラ)2aの位置が検出され、その位置情報が入力されると(ステップS1)、座標変換部7が3次元医用画像TDの座標系(X-Y-Z)とビデオカメラ2aの座標系(X'-Y'-Z')
35 間の変換行列を算出する(ステップS2)。この算出は前記【(1)座標変換】に記載した方法による。

【0037】次いで、カメラの焦点情報の入力が表示されると(ステップS3)、予め作成してあったカメラ情報テーブル(図6参照)から補正パラメータを読み出し
40 (ステップS4)、この補正パラメータに基づき3次元医用画像TDの歪みの補正を行ない、補正後の3次元医用画像TDHを生成する(前述の如く歪み補正の方法は一般的なものでよい)。補正後の3次元医用画像TDHとカメラ画像SDとを画像合成部8で重ね合せ処理を行
45 って合成画像を作成する(ステップS7)。

【0038】(4) 画像表示例

以上のような流れにより画像合成部8で補正後の3次元医用画像TDHとカメラ画像SDとの重ね合せ処理を行い、更に画像表示部9に表示する具体例について説明す
50 る。

【0039】■ 図7(A), (B)は、前述の座標変換と歪み補正を行って作成した3次元医用画像(医用画像)TDに基づく表面表示画像(斜線で示す)と、カメラ画像(2次元画像)SDとの合成表示例である。

【0040】図7(A)は、表面表示画像とカメラ画像(2次元画像)の両画像を重ね合せて表示した例で、重ね合せる領域はマウスカーソルによる指定で設定する。重ね合せ領域の形状は矩形、円形、多角形等の任意に設定でき、重ね合せ領域は両画像の半透明合成画像として表示する。両画像の透明度/不透明度は合成レベルスライダ21を左右に移動操作することにより、連続的变化が可能である。

【0041】図7(B)は、両画像を並べて表示した例である。いずれか一方の画像上でマウスカーソルを移動させると、他方の画像上にマウスカーソルと同一位置を示すマークが表示される(+マークで示す)。このようにすれば、両画像の位置関係が一目で分かる。

【0042】■ 図8(A), (B)は、座標変換と歪み補正を行って作成した3次元医用画像に基づく断面表示画像と、カメラ画像との合成表示例である。

【0043】図8(A)は両画像を重ね合せて表示した例で、重ね合せる領域はマウスカーソルとxyz軸にそれぞれ対応したスライダ22a, 22b, 22cによって設定する。図8(A)においては、切り出す断面の形状をハコ型(立方体)としているが、円柱形等の形状でもよい。また、合成領域はマウスのドラッキングによって回転させることが可能である。

【0044】図8(B)は両画像を並べて表示する例である。図8(B)において、カメラ画像上にマウスカーソルを移動させると、マウスカーソルで指定した位置を通る直交断面A, B(A断面, B断面)とカメラ画像の方向に垂直な断面が同時に表示される(斜線で示す)。また、垂直断面の位置(図2においてカメラ2aからの遠さ)は、スライダ23を操作することで設定できる。更に、各断面にはマウスカーソルに相当する位置にマーク(この例の場合、+印)が表示される。

【0045】■ 図9は、カメラ画像と断面画像あるいは表面表示画像との重ね合せ表示の場合に(符号L1で示す)、カメラの向きと合成領域の位置、深さを示すガイド画面(符号M1で示す)を同時に表示した例である。

【0046】図9において、重ね合せ画面L1の医用画像(斜線で示す。この場合は断面画像)では被検体の頭部を目・鼻の方向から見て、どの程度の深さであるのか不明である。そこで、ガイド画面M1として側頭部の表面表示画像を用意し、カメラ2aの設置方向を矢印で示すと共に、コの字状マークK1により断面画像の深さを符号K11により示す。このようにすれば、医用画像(表面表示画像または断面画像)の深さがどの程度であるかを一目で知ることができる。

【0047】■ 図10は、カメラ画像と表面表示画像との並列表示の際に(符号L2とM2)、いずれか一方の画像上で、例えば手術の予定線31を描画したとき、

他方の画像上にも、同じ予定線32が描かれる例である。以上の■~■で説明したような表示によって、カメラ2aで得られた被検体Hの画像(2次元画像)と、予め撮影された医用画像(3次元医用画像)TDとをズレや誤差なく関連して対応づけて観察することができるので、手術の支援に有効である。

【0048】なお、本実施形態例では2次元画像撮影部(ビデオカメラ)2で撮影したリアルタイムの2次元画像と、画像記憶部4に記憶済みの3次元医用画像との合成処理について説明した。しかし、リアルタイムの2次元画像の代わりに、2次元画像撮影手段(内視鏡、顕微鏡、ビデオカメラ等)で撮影した2次元画像を予め2次元画像記憶手段(図示せず)に記憶しておき、該2次元画像記憶手段から2次元画像を取り出して3次元医用画像と前述の合成処理をしてもよい。

【0049】

【発明の効果】以上説明したように各請求項記載の発明によれば、3次元医用画像と2次元画像とを同時表示する際に、2次元画像に起因する画像間のズレを、3次元医用画像を補正することにより無くしているので、術者等が一見して被検体(患者)の所望患部の有用情報を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施形態例のシステム構成図である。

【図2】同実施形態例における座標変換を示す概念図である。

【図3】同実施形態例における被検体の図であって、(A)はビデオカメラで撮影した形状情報を示す図、(B)は3次元医用画像から抽出した外形輪郭を示す図である。

【図4】前記先願における医用画像の座標系を示す図である。

【図5】同実施形態例において合成画像の生成過程を示すフローチャートである。

【図6】同実施形態例におけるカメラの補正用の情報テーブルの例である。

【図7】同実施形態例におけるカメラ画像と表面表示画像との合成を説明する図である。

【図8】同実施形態例におけるカメラ画像と断面画像との合成を説明する図である。

【図9】同実施形態例におけるカメラ画像と医用画像(断面画像)とを合成した際に、表面表示画像ではどの程度の深さの断面画像であるかを説明する図である。

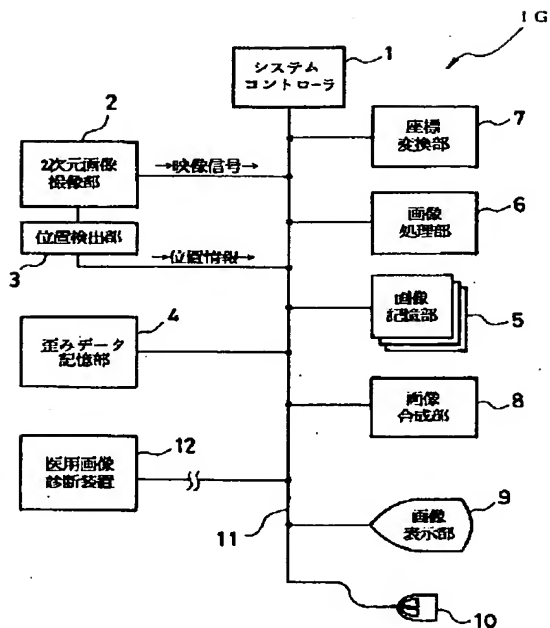
【図10】同実施形態例におけるカメラ画像に対して手術予定線を描いた場合に、対応する表面表示画像にも手術予定線が自動的に描かれる様子を説明する図である。

【符号の説明】

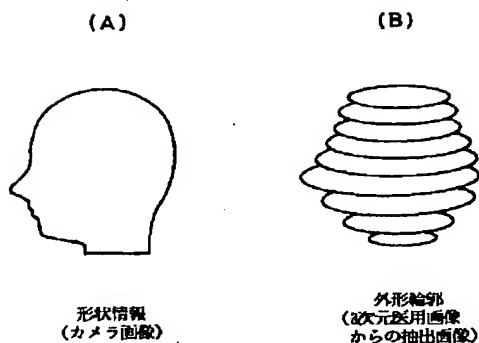
- 1 システムコントローラ
- 2 2次元画像撮影部
- 3 位置検出部
- 4 歪みデータ記憶部
- 5 画像記憶部
- 6 画像処理部

- 7 座標変換部
- 8 画像合成部
- 9 画像表示部
- 10 マウス
- 05 11 バス
- 12 医用画像診断装置

【図1】



【図3】

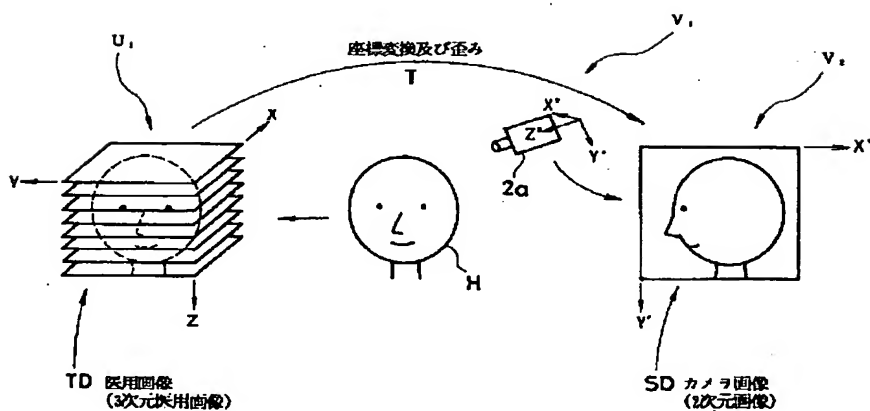


【図6】

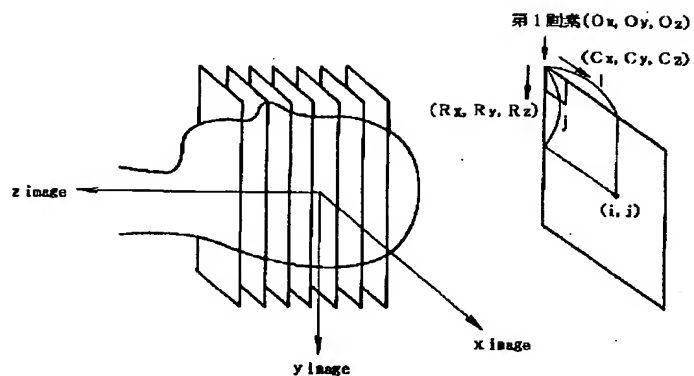
焦点	補正パラメータ
f_a	$P_a(a, b, c, \dots)$
f_b	$P_b(a, b, c, \dots)$

カメラ情報テーブル

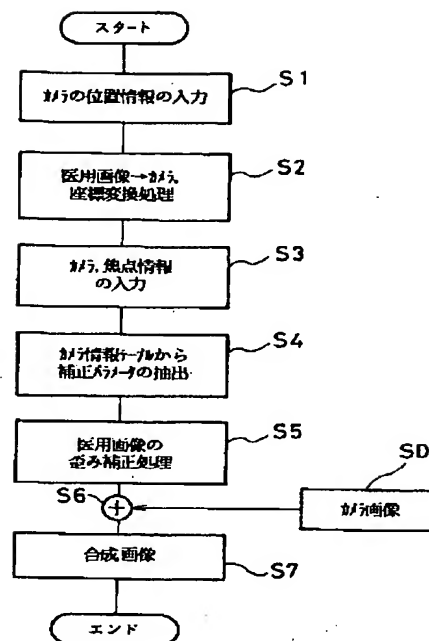
【図2】



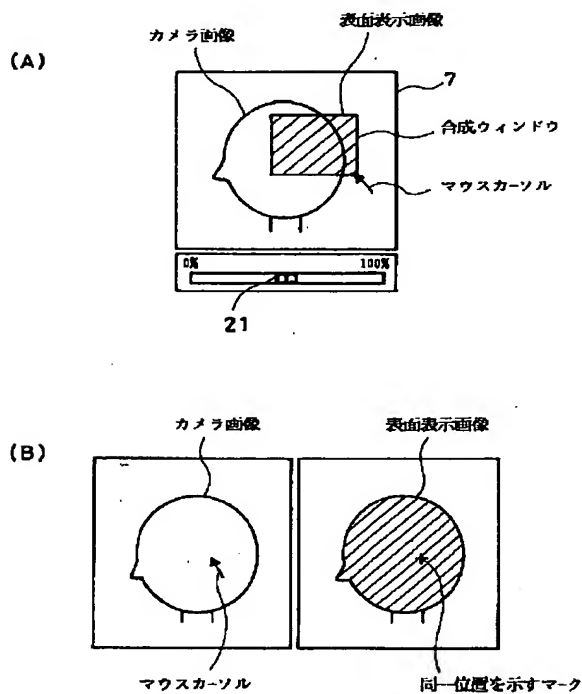
【図 4】



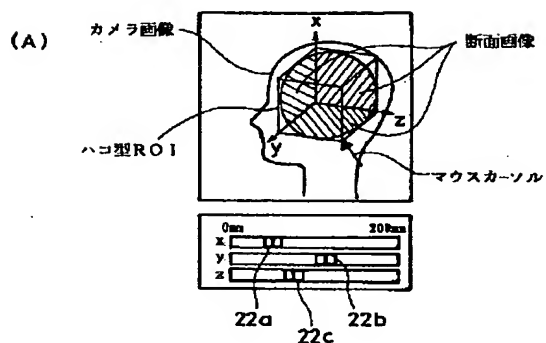
【図 5】



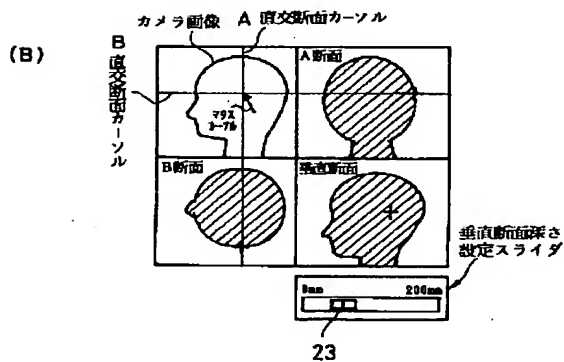
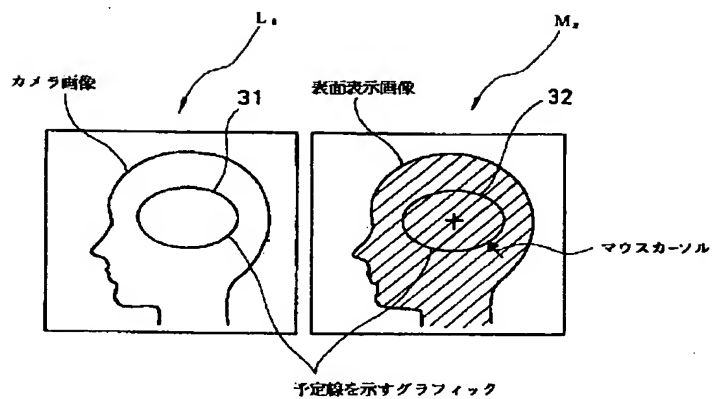
【図 7】



【図8】



【図10】



【図9】

